

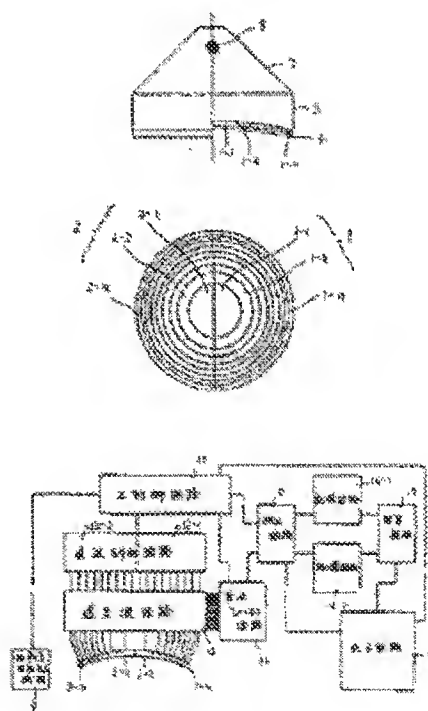
## ULTRASONIC APPARATUS

Patent number: JP2213332  
 Publication date: 1990-08-24  
 Inventor: UMEMURA SHINICHIRO; KATAKURA KAGEYOSHI  
 Applicant: HITACHI LTD  
 Classification:  
 - international: G01N29/44; A61B8/08; G01N29/22; G01N29/44;  
 A61B8/08; G01N29/22; (IPC1-7): A61B8/08; G01N29/22  
 - european:  
 Application number: JP19890033572 19890215  
 Priority number(s): JP19890033572 19890215

Report a data error here

### Abstract of JP2213332

**PURPOSE:** To measure a higher harmonic component due to non-linear propagation in a state separated from other component according to a pulse echo method by respectively constituting a transmitter and a receiver specifically. **CONSTITUTION:** An annular array type transmitter-receiver is divided into ultrasonic vibrator element groups 1, 2 on a plane containing a center axis. The corresponding vibrator elements of the first and second groups are made possible to drive by fundamental frequencies mutually reverse in their phases. The double frequency echo reflected from the point reflector in the vicinity of a transmitting focus is received by ultrasonic vibrators 1, 2 and a transmitting-receiving circuit 13 and a delay time is added by a receiving focus circuit 14 and converted to echo intensity by a detection circuit 15 and the echo intensity at the time of double frequency same phase transmission is recorded on a memory circuit 16-2. The echo intensity at the time of fundamental frequency reverse phase transmission is once recorded on a memory circuit 16-1 to be inputted to a division circuit 17 and divided by the echo intensity from the corresponding position recorded on the memory circuit 16-2 to be outputted as the measured value corresponding to the non-linear coefficient in the vicinity of the position and a display circuit 18 displays an ultrasonic non-linear coefficient distribution image on the basis of the measured value.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

## ⑫ 公開特許公報(A) 平2-213332

⑤ Int.Cl.<sup>5</sup>A 61 B 8/08  
G 01 N 29/22

識別記号

5 0 1

庁内整理番号

8718-4C  
6928-2C

⑬ 公開 平成2年(1990)8月24日

審査請求 未請求 請求項の数 11 (全11頁)

⑭ 発明の名称 超音波装置

⑮ 特 願 平1-33572

⑯ 出 願 平1(1989)2月15日

⑰ 発 明 者 梅 村 晋 一 郎 東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内

⑱ 発 明 者 片 倉 景 義 東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内

⑲ 出 願 人 株式会社日立製作所 東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地

⑳ 代 理 人 弁理士 小川 勝男 外1名

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

超音波装置

## 2. 特許請求の範囲

1. 分割振動子を送波器および受波器として用いるパルスエコー型超音波装置において、送波焦点中に基本波成分の形成する零点到、第2高調波成分の主極大が形成されるよう送波器を構成し、その第2高調波主極大位置に受波器感度の主極大が形成されるよう構成したことを特徴とする超音波装置。

2. 特許請求の範囲第1項記載の装置において、2群に分かれた複数個の部分口径に分割された送波口径を有し、単一の送波焦点を形成するための駆動位相を基準として、上記2群のうち1群の駆動位相を180°反転させて送波するよう構成したことを特徴とするパルスエコー型超音波装置。

3. 特許請求の範囲第2項記載の装置において、2個の部分口径に分割された送波口径を有し、

単一の送波焦点を形成するための駆動位相を基準として、一方の部分口径の駆動位相を180°反転させて送波するよう構成したことを特徴とするパルスエコー型超音波装置。

4. 特許請求の範囲第1項記載の装置において、送波焦点中に基本波成分の形成する上記の零点到と受波器感度の主極大とを一括に、方位方向に走査するよう構成したことを特徴とするパルスエコー型超音波装置。

5. 特許請求の範囲第1項記載の装置において、送波焦点中に基本波成分の形成する上記の零点到と受波器感度の主極大とを一括に、深度方向に走査するよう構成したことを特徴とするパルスエコー型超音波装置。

6. 特許請求の範囲第1項記載の装置において、送波焦点中に基本波成分の形成する上記の零点到を深度方向に固定しておき、受波器感度の主極大のみを深度方向に走査するよう構成したことを特徴とするパルスエコー型超音波装置。

7. 特許請求の範囲第5項および第6項記載の装

置において、受波器感度の主極大を深度方向に走査した結果得られる受信信号の深度方向の差分値を表示するよう構成したことを特徴とするパルスエコー型超音波撮像装置。

8. 特許請求の範囲第1項記載の装置において、上記第2高調波成分に等しい周波数を基本波周波数として、上記零点に焦点を形成する送波モードを有し、上記送波モードによる受信信号強度を本送波モードによる受信信号強度によって規格化して表示するよう構成したことを特徴とするパルスエコー型超音波装置。
9. 特許請求の範囲第1項記載の装置において、送波器を超音波治療装置と共有し、検出される受信信号をもとに治療効果監視用情報を提供するよう構成したことを特徴とするパルスエコー型超音波装置。
10. 特許請求の範囲第1項記載の装置において、加温治療装置と連動し、急速短時間加温直後に信号を計測して記録し、温度を維持する定常加温中の計測値をその記録値と比較することによ

り温度監視用情報を提供するよう構成したことを特徴とするパルスエコー型超音波装置。

11. 特許請求の範囲第1項記載の装置において、加温装置と連動し、加温停止後の信号を計測して記録し、その時間変化の時定数から着目領域の血流量の推定値を提供するよう構成したことを特徴とするパルスエコー型超音波装置。

### 3. 発明の詳細な説明

#### 〔発明の利用分野〕

本発明は、生体の超音波非線形係数を利用した医療用の画像診断ならびに定量診断に好適な超音波診断装置、治療効果監視機能付き治療装置に関する。

#### 〔従来の技術〕

超音波の生体組織における反射を利用して生体の超音波反射能の断層像を無侵襲に描出する超音波診断装置は、腹部をはじめとする体内各部位の医療画像診断に広く用いられている。これに対し、生体組織における超音波の減衰係数・音速・非線形係数などの値または分布の無侵襲計測に関して

は、従来それぞれについていくつかの手法が発表され研究されているが、諸々の実用上の問題点のため広く普及するに至っていない。

このうち、非線形係数は、減衰係数や音速と比較して、生体の温度や生体中の水の構造に関して敏感に変化するといわれており、生体情報としての潜在的な重要性が注目されている。非線形係数の生体組織中分布の反射法による無侵襲計測に関しては、日本超音波医学会第46回研究発表会講演論文集（1985年6月）第399頁から第400頁に提案されているように、エコーの高調波成分の送波パワー依存性を用いて計測しようとする手法がある。

#### 〔発明が解決しようとする課題〕

しかしながら、上記の手法では、有限振幅超音波の非線形伝播により生ずる高調波成分と、日本超音波医学会第44回研究発表会講演論文集（1984年6月）第255頁から第256頁に指摘されているような非線形反射係数により生ずる高調波成分とが、分離されることなく計測されて

しまう。前者は送波器から着目反射点までの積分効果として計測され、後者は着目反射点近傍に局在する値として計測されるので、このことは計測データの処理や解釈において重大な問題を生ずる。さらに、反射波中の基本波成分と高調波成分の位相関係は、反射体が自由端的であるか固定端的であるかにより変化し、自由端的な場合には往路で生じた高調波成分が復路において大きく減少してしまう場合も出てくるので、問題はさらに複雑になる。

本発明の目的は、このような課題を解決し、有限振幅超音波の非線形伝播による高調波成分発生を他と分離してパルスエコー法により計測する超音波診断装置を提供することにある。

#### 〔課題を解決するための手段〕

上記目的を達成するために、本発明では、送波焦点域中に基本波成分の形成する零点に、第2高調波成分の主極大が形成されるよう送波器を構成し、その第2高調波主極大位置に受波器の主極大が形成されるよう構成する。

より具体的には、以下のように送波器および受波器を構成する。まず、送波口径を複數個に分割し、その複數個の部分口径を2群に分けて、その2群を互いに $180^\circ$ 位相の異なる信号により駆動して送波する。アレイ型送波器を用いてフォーカスやビーム偏向を電子的に行なう場合には、通常の送波焦点を形成するための駆動位相を基準として、上記2群のうち1群の駆動位相を $180^\circ$ 反転させる。送波音波の伝播によって生じた第2高調波は、上記2群を同位相で駆動したときに生じる焦域に焦点を持つ受波器によって、その反射エコーが受信されるよう構成する。

本発明では、さらに、上記第2高調波成分に等しい周波数を基本波周波数として、上記零点に焦点を形成する送波モードを設け、上記送波モードによる受信信号強度をこの送波モードによる受信信号強度によって規格化して表示するよう装置を構成する。

#### 〔作用〕

送波口径を複數個に分割し、その複數個の部分

また、反射波中の基本波成分と高調波成分の位相関係によって、受信される第2高調波成分が直接的影響を受けることもない。従って、往路における非線形伝播により生ずる高調波成分のみを他のメカニズムにより生ずる高調波成分と分離して計測することができる。

さらに、上記第2高調波成分に等しい周波数を基本波周波数として、上記零点に焦点を形成する送波モードを設け、上記送波モードによる受信信号強度をこの送波モードによる受信信号強度によって規格化すれば、上記零点近傍に存在する反射体の強度の影響をとり除くことができる。この規格化により、非線形係数の生体組織中分布を反射体強度の分布から分離して得ることができる。

#### 〔実施例〕

以下、本発明の実施例を第1図～第16図を用いて詳細に説明する。

1つめの実施例として、アニュラ・アレイ型送受波器を2分割した第1図に示すような形式の送受波器を機械的に走査する型の装置の構成のプロ

口径をそれぞれの合計面積がほぼ等しい2群に分け、通常の送波焦点を形成するための駆動位相を基準とするととき2群のうち1群の駆動位相を $180^\circ$ 反転させて送波器を駆動すると、基本波成分に関するかぎり、本来の送波焦点位置における音圧に関して各群からの寄与が互いに打ち消しあい、その位置に複數の焦点に挟まれた零点が形成される。これに対し、第2高調波成分については、基本波成分に関する $180^\circ$ の位相差が第2高調波成分に関する $360^\circ$ の位相差に対応するので、本来の送波焦点位置において各群からの寄与が互いに強めあい、その位置に焦点が形成される。

そこで、第2高調波成分を受信するための受波焦点を本来の送波焦点位置の近傍に設定すれば、往路における伝播中に生じた第2高調波が、焦域中の反射体により反射されて受信される。受波焦点付近の基本波成分の音圧は充分に小さいので、往路において基本波として伝播し非線形反射により第2高調波に変換されて受信される第2高調波成分は上記の第2高調波成分に比べて無視し得る。

ック図を、第2図に示した。

第1図の送受波器は、通常のアニュラ・アレイ（円環状アレイ）型送受波器を中心軸を含む平面によりさらに2分割して2つの超音波振動子素子群1（ $1-1 \sim 1-n$ ）および2（ $2-1 \sim 2-n$ ）に分割した形式を持ち、基本周波の送波並びに倍周波の送受波に備えて音響整合層4並びに背面制動層5により広帯域化がはかられている。振動子全体は、回転走査機構により8のまわりに回転可能なように7により支持されている。なお、煩雑さを避けるため、機械走査機構や音響カップリング材は、第1図より省略した。また、第1図（b）では、音響整合層4を透視したときの図を示した。

前述のように本装置は、送波制御回路12（12-1、12-2）により制御される2つの送波モードをもつ。第1は、第1群と第2群の対応する振動子素子を互いに逆相の基本周波により駆動するモード。第2は、第1群と第2群の対応する振動子素子を互いに同相の倍周波により駆動する

モードである。第2のモードでは、通常の単一フォーカスと全く同様なフォーカスのための遅延時間が与えられた信号で送受波回路13により各素子が駆動されるのに対し、第1のモードでは、各素子の信号に通常の単一フォーカスのための遅延時間が与えられた上に、第1群または第2群のどちらか一方の素子群の信号の位相が反転された信号で、各素子が駆動される。

すなわち、第1群のk番目の素子が第3図(a)に例として示した信号により駆動されるとき、それに対応する第2群のk番目の素子が第3図(b)の信号により駆動される。第3図(c)に例として示したような、送波焦点付近の音響的不連続(この例では、点反射体)により反射された倍周波エコーは、超音波振動子1ならびに2および送受波回路13により受信され、受波フォーカス回路14においてフォーカスのための遅延時間が与えられて互に加算され、検出回路15においてエコー強度に変換される。

倍周波同相送波時のエコー強度は、そのまま表

音波振動子を用い、基本周波数を2MHzに、焦点距離を6.4mmに設定したときの音場を示したものである。図中(a)および(b)は、基本周波逆相送波時の、それぞれ基本周波2MHzおよび倍周波4MHzの音場であり、図中(c)は倍周波同相受波時(または送波時)の倍周波の音場である。縦軸はそれぞれの図中の最大値により規格化した超音波強度である。

焦点において、倍周波成分がピークをもつのに対して、基本周波成分の強度は0なので、同じ点を焦点とする受波器により倍周波の反射エコーを受信すれば、焦点までにおける非線形伝播により発生した倍周波のみを受信することができる。さらに、受信エコー強度を倍周波同相送受波によるエコー強度により除すれば、焦点付近の反射体強度の影響を除き送波伝播路の非線形係数のみによる計測値を得ることができる。

第5図は、その計測値の振幅における送波伝播路中各点の非線形係数の寄与を、振動子の中心軸を含み、振動子を2分割する線に直交する平面上

示回路18に入力されて通常の超音波パルスエコー像として表示される一方、記憶回路16-2に記録されて非線形係数算出のために用いられる。他方、基本周波逆相送波時のエコー強度は、記憶回路16-1に一旦記録されて除算回路17に入力され、記憶回路16-2に記録されている対応する位置からのエコー強度により除されて、その位置の近傍の非線形係数に対応する計測値として表示回路18に入力される。表示回路18では、その計測値をもとに超音波非線形係数分布像を表示する。

非線形係数分布像を通常のパルスエコー像に重畳させて表示するときには、パルスエコー像の表示色を非線形係数の大きさに応じて変化させる。また、主制御回路10による制御に従い、必要に応じて関心領域の超音波非線形係数の経時変化を表示する。この関心領域の位置ぎめや選択には、上述した通常のパルスエコー像が有用である。

本実施例の装置により焦点面上に形成される音場の一例を次に示す。第4図は、直径3.2mmの超

に、プロットしたものである。非線形係数の寄与の分布が、深度方向・方位方向ともに5mm程度の範囲に局在化されており、焦点を走査して超音波非線形係数分布像を形成するとき、この程度の空間分解能が得られることがわかる。

比較のため、本発明を用いずに同相の基本周波送波を行なったとき、焦点面に形成される音場を、それぞれ基本周波および倍周波について第6図(a)および(b)に示した。焦点において、倍周波成分だけでなく基本周波成分もピークをもつので、同じ点を焦点とする受波器により倍周波の反射エコーを受信するとき、焦点までの送波の非線形伝播により発生した倍周波だけでなく、反射における非線形現象により生じた倍周波も分離されることなく一緒に受信することになり、問題である。

もう1つの実施例として、第7図に示すリニア・アレイ型送受波器を用いた電子走査型装置の構成のブロック図を第8図に示した。

第7図の送受波器は、通常のパルスエコー像撮

像用リニア・アレイ（直線状アレイ）型送受波器と基本的に同様の形式を持ち、基本周波の送波並びに倍周波の送受波に備えて音響整合層4並びに背面制動層5により広帯域化がはかられ、また、アレイの配列に直交する方向（短軸方向）のフォーカスのために音響レンズ6を有している。

第8図の装置構成の第2図との相違点は、振動子の機械的走査機構9の代わりに送波または受波口径の選択機構11を有することである。主制御回路10の制御に従って、超音波振動子全素子3（3-1から3-N）の中から、送波または受波口径を形成する振動子素子1および2が選択されることにより、計測または撮像のための焦点走査が電子的に行なわれる。

本実施例の装置により焦点面上に形成される音場の一例を次に示す。

第9図は、短軸幅12mmの超音波アレイ振動子を用い、基本周波数を2MHzに、送受波口径を64mmに、焦点距離を64mmに設定したときの音場を示したものである。第4図と同様、図中（a）

および（b）は、基本周波逆相送波時の、それぞれ基本周波2MHzおよび倍周波4MHzの音場であり、図中（c）は倍周波同相受波時（または送波時）の倍周波の音場であり、焦点までの送波の非線形伝播により発生した倍周波のみを受信することができる。第10図は、第5図と同様、送波伝播路中各点の非線形係数の計測値の振幅における寄与を、送受波口径の中心軸を含み、送波口径を2分割する線に直交する平面上に、プロットしたものである。非線形係数の寄与の分布が、深度方向・方位方向ともに3mm程度の範囲に局在化されており、焦点を走査して超音波非線形係数分布像を形成するとき、この程度の空間分解能が得られることがわかる。

さらに、他の一例として、第11図に示されているようにアレイ型送波器20を超音波治療装置と共有し、基本波の送波器に組み込まれた倍周波の送受波器23により検出される受信信号をもとに治療効果監視用情報を提供するように構成した装置の構成のブロック図を、第12図に示した。

第11図の送波器は、アイ・イー・イー・イー超音波シンポジウム会議録（IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings）（1987年10月14日～16日）第867～870頁に記載されているアレイ型送波器と基本的に同様の形式を持ち、送波器素子20からの効果的な放熱をはかるため軽金属製の音響整合層21を備えており、送波回路25による制御のもとづいて大きさの可変な拡がりをもつ治療用の焦域を形成することができる。本実施例では、これを治療用送波器として用いると同時に、この一部分を2分割して互いに逆相で駆動することにより非線形係数計測用の送波器としても用いる。また、図中の送受波器23は通常のパルスエコー像撮像用セクタ・スキャン型アレイ送受波器と基本的に同様の形式を有しており、その送波は制御回路26により制御される。

本実施例では、これを通常のパルスエコー撮像用の送受波器として用いると同時に、非線形係数計測用の倍周波の受波器としても用いる。計測さ

れた治療対象領域の超音波非線形係数にもとづき効果が推定され、治療用送波強度が制御されるよう構成されている。

また、通常のパルスエコー撮像モードは、治療対象領域の選定・照準などに便利である。なお、図中（b）では、音響整合層20および4を透視したときの図を示した。

本実施例の装置により焦点面上に形成される非線形係数計測用の音場の一例を次に示す。

第13図（a）および（b）は、送波器20の外径80mm内径40mmの部分口径を第14図のように2分割し、図中+および-の部分それぞれ第3図（a）および（b）に波形を示した中心周波数1MHzの信号により駆動したとき、幾何学的焦点距離120mmの焦点面に形成されるそれぞれ基本周波1MHzおよび倍周波2MHzの音場を示したものである。図中（c）は、送受波器23による倍周波受波時（または送波時）の音場であり、焦点までの送波の非線形伝播により発生した倍周波のみを受信することができる。

第15図は、第5図と同様、送波伝播路中各点の非線形係数の計測値の振幅における寄与を、送波口径の中心軸を含み、送波口径を2分割する線に直交する平面上に、プロットしたものである。非線形係数の寄与の分布が、深度方向・方位方向ともに7mm程度の範囲に局在化されており、焦点を走査して超音波非線形係数分布像を形成するとき、この程度の空間分解能が得られることがわかる。

第16図には、この実施例の超音波治療装置を加温治療装置として用いたときのタイムチャートの一例を示す。図中(a)に超音波送波器20の送波振幅の実効値、(b)に治療対象生体組織の温度、(c)に治療対象生体組織の超音波非線形係数の3秒おきの計測値の初期値を基準とした変化分の絶対値をプロットした。治療対象生体組織の加温目標温度を平常温度+8℃と設定して加温を行なった。±10℃程度の温度範囲では(c)の非線形係数の温度変化分は(b)の温度変化に比例しているとみることができる。

出し、急速加温停止後60秒以後、その算出値を中心に前述の比較参照値と非線形係数計測値を比較することにより投入熱量を調節しながら加温を行なうよう主制御回路10と送波回路25を構成した。この例では、計測された時定数100秒から血流量が $10\text{ Kg/s/m}^2$ と推定され、定常加温に必要な投入熱量が $40\text{ mW/cm}^2$ と概算された。

なお、本実施例では、加温治療の手段として、超音波を用いる場合を例としたが、電界や磁界など他の低侵襲性手段を用いてもよい。

#### 【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、パルスエコー法を用いて、往路における有限振幅超音波の非線形伝播により生ずる高調波成分のみを他のメカニズムにより生ずる高調波成分と分離して計測することができ、非線形係数の生体組織中分布を求めることができる。これにより、超音波による臨床診断において大きな有用性を持つ診断装置を提供することができる。また、非線形係数は、

数秒間の短時間加温を行なったときの温度の立ち上がりは、生体組織による不確定度の大きい血流量にはよらず生体組織による不確定度の少ない比熱によって決まる。また、生体組織の温度の時間変化の時定数は、一般に、比熱と血流量と熱伝導率によって決まるが、通常の血流量では熱伝導によって持ち去られる熱量は、血流によって持ち去られる熱量と比較して無視できるので、逆に、温度の時間変化の時定数から生体組織の血流量を推定することができる。

そこで、短時間に治療対象生体組織を目標温度に到達させるべく、超音波非線形係数計測値の初期値を主制御回路10に記録した上で、 $10\text{ W/cm}^2$ 、3秒間の急速な熱量投入を超音波送波器20により行ない、急速加温停止直後の非線形係数計測値を定常加温時の比較参照値として送波回路25に記憶させた。急速加温停止後60秒間、非線形係数の時間変化を計測し、その時定数から血流量を推定し、その推定値から治療対象生体組織を目標温度に定常加温するのに必要な投入熱量を算

減衰係数や音速などの線形パラメタよりも大きな温度係数を有すると言われているので、ハイパーサーミア治療における超音波による温度監視にも、極めて有用な監視装置を提供することができる。

なお、以上では、簡単のため説明を省略したが、本発明の方法を「日本超音波医学会第46回研究発表会講演論文集第399頁から第400頁」に記されているような従来方法と組合せることにより、非線形反射係数により生ずる高調波成分を、往路における非線形伝播により生ずる高調波成分と分離して計測することもでき、非線形反射係数の生体組織中分布を求めることができる。

また、実施例の説明では、簡単のため送波口径を2分割して互いに反対の位相により駆動する場合を例としたが、本発明の適応範囲は、送波口径を2分割する場合に限られず、2群に分かれた複数個の部分口径に分割された送波口径を有し、その2群を互いに反対の位相により駆動する場合にも及ぶものである。



第1図、第11図のそれぞれ(a)および(b)は、本発明の一実施例の装置を構成する機械走査型送受波器のそれぞれ側面図および下面図、第2図、第8図、第12図は本発明の実施例の超音波装置の構成を示すブロック図、第3図(a)および(b)は、それぞれ第1群および第2群の互に対応する送波器素子の逆相送波時における駆動信号、同じく(c)は、受信される倍周波エコー信号である。第4図、第9図、第13図は本発明の実施例の、焦点面に形成される音場の三次元モデル図、第5図、第10図、第15図は上記実施例の装置を用いたときの非線形係数の寄与をプロットした鳥瞰図である。第6図(a)および(b)は従来例の装置において同相の基本周波送波を行ったとき、焦点面に形成される音場を示した三次元モデル図、第7図(a)・(b)および(c)は、本発明の実施例のリニア・アレイ型送受波器のそれぞれ正面図・下面図および側面図、第14図は、本発明の実施例における送波器の部分口径を示す説明図、第16図は本発明の超音波装置を

加温治療装置として用いたときのタイムチャートの一例であり、(a)は送波振幅の実効値、(b)は治療対象生体組織の温度、(c)は治療対象生体組織の超音波非線形係数の計測値の初期値を基準とした変化分の絶対値を示す図である。

#### 符号の説明

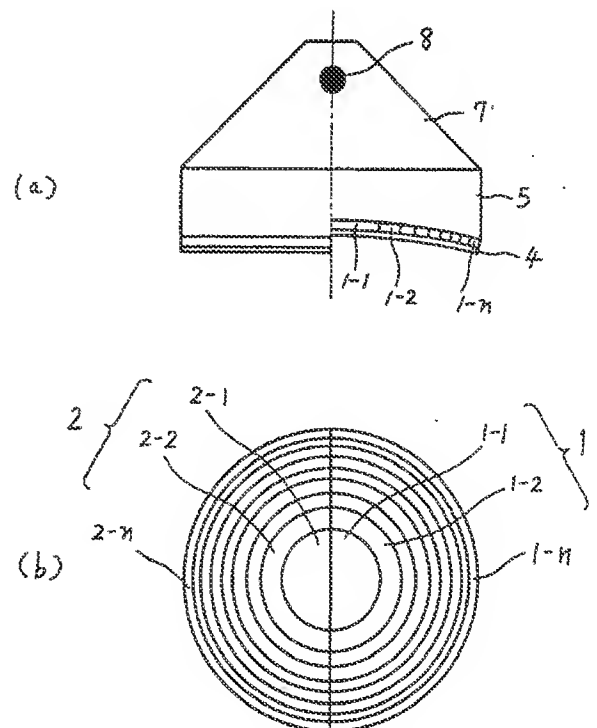
1…第1群の超音波振動子素子、2…第2群の超音波振動子素子、3…超音波振動子全素子、4…音響整合層、5…背面制動層、6…音響レンズ層、7…振動子支持部、8…振動子回転軸、9…振動子回転走査機構、10…主制御回路、11…口径選択回路、12-1…第1群の超音波振動子素子の送波制御回路、12-2…第2群の超音波振動子素子の送波制御回路、13…送受波回路、14…受波フォーカス回路、15…倍周波エコー強度検出回路、16-1…逆相送波時のエコー強度記憶回路、16-2…倍周波同相送波時のエコー強度記憶回路、17…エコー強度除算回路、18…表示回路、20-1, 20-2, …, 20-M…治療用超音波振動子素子、21…軽金属製音響整

合層、23-1, 23-2, …, 23-m…監視用超音波振動子素子、25…治療用超音波振動子送波回路、26…監視用超音波振動子送波制御回路

代理人 弁理士 小川 勝男

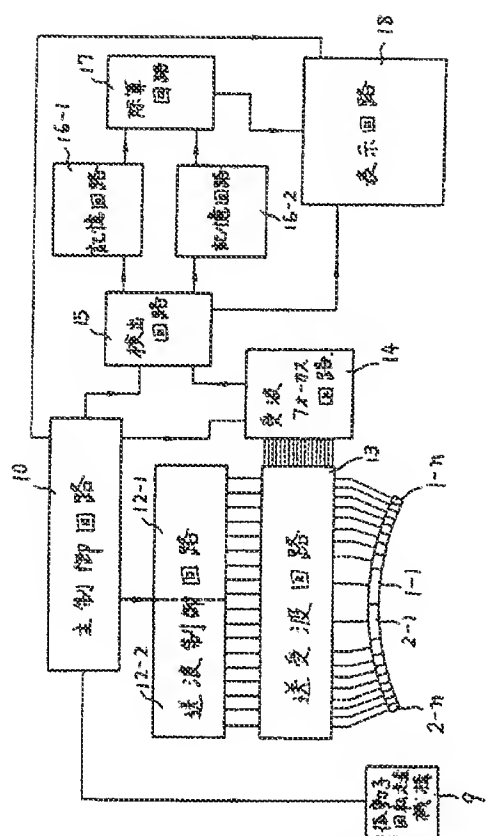


第1図

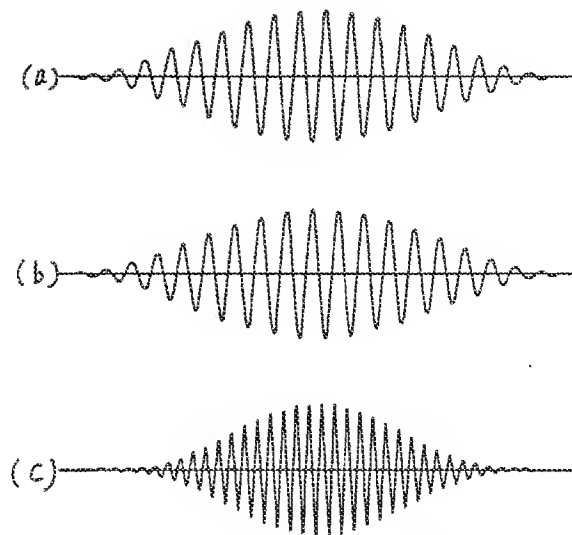




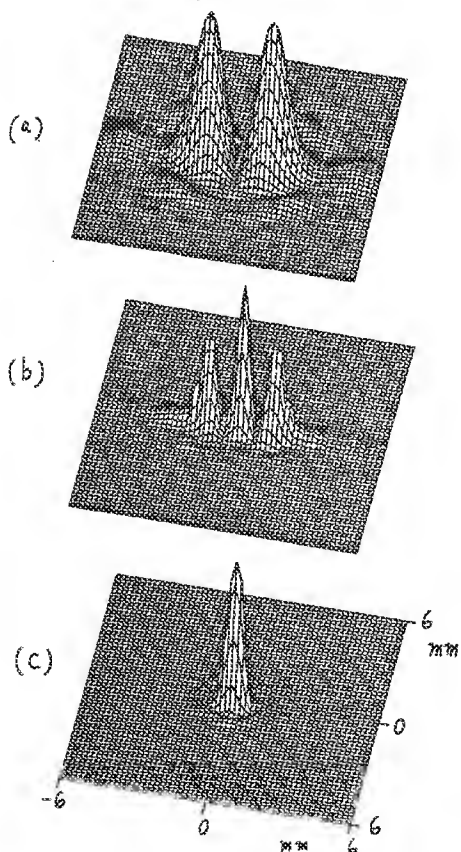
2



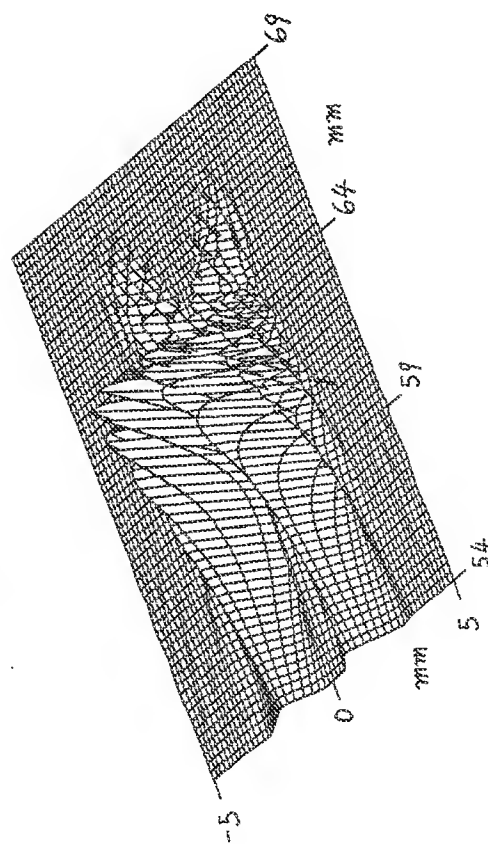
第 3 回



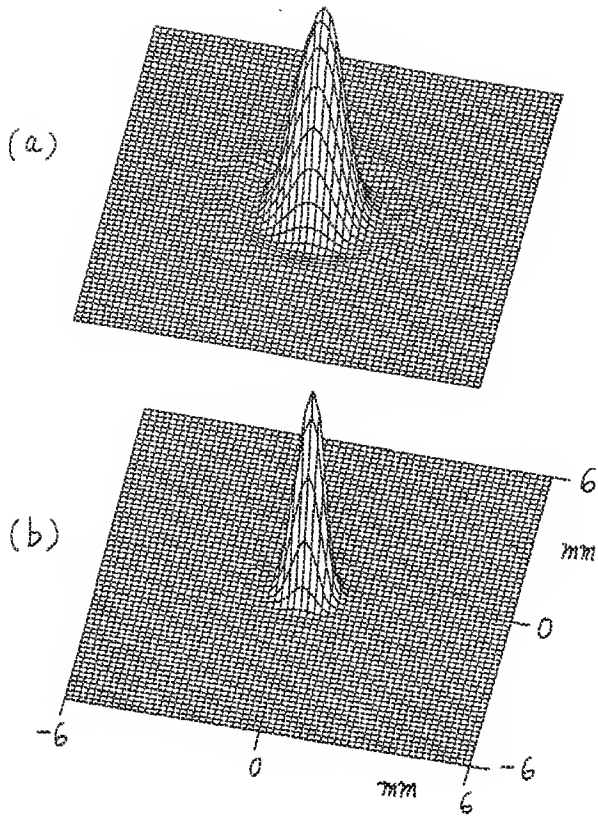
第 4 圖



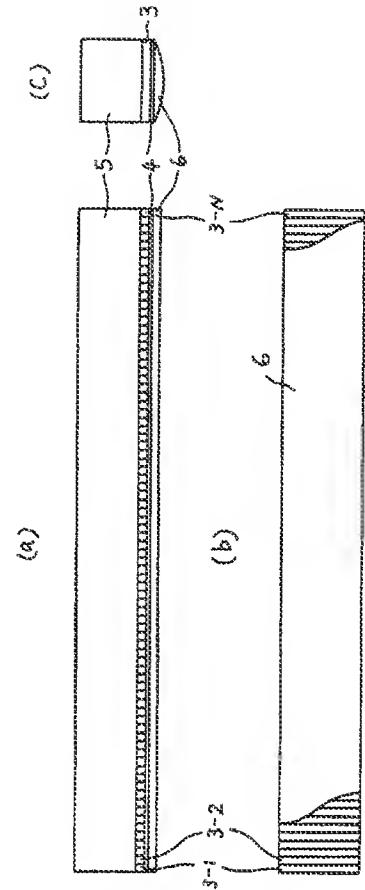
第 5 页



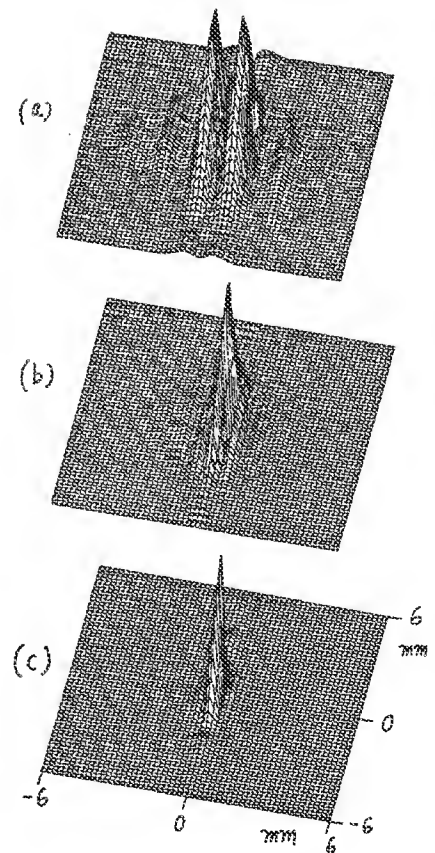
第 6 図



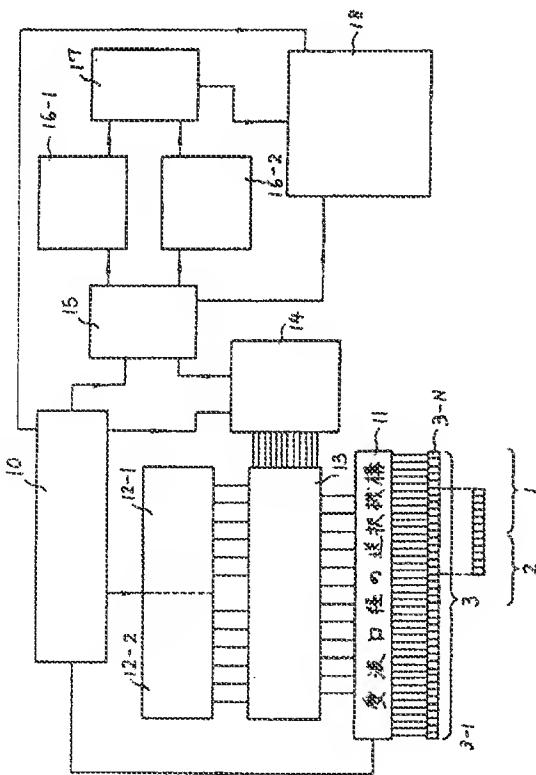
第 7 図



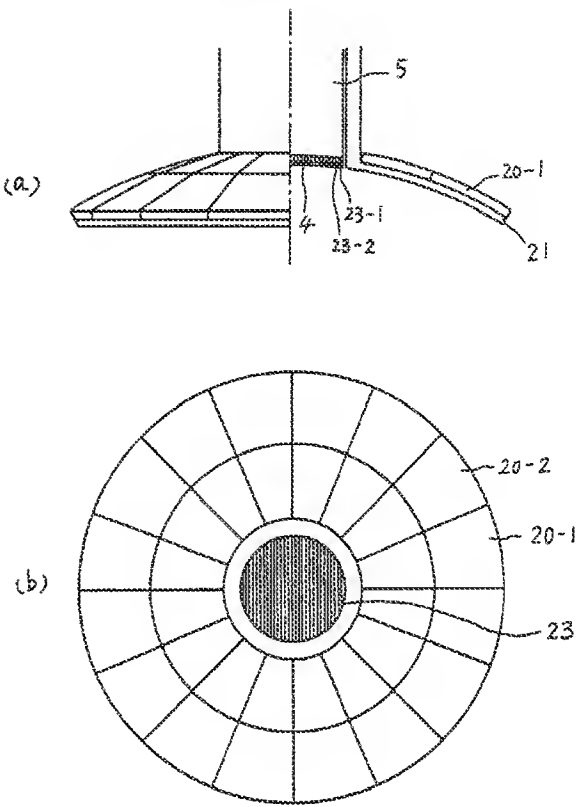
第 9 図



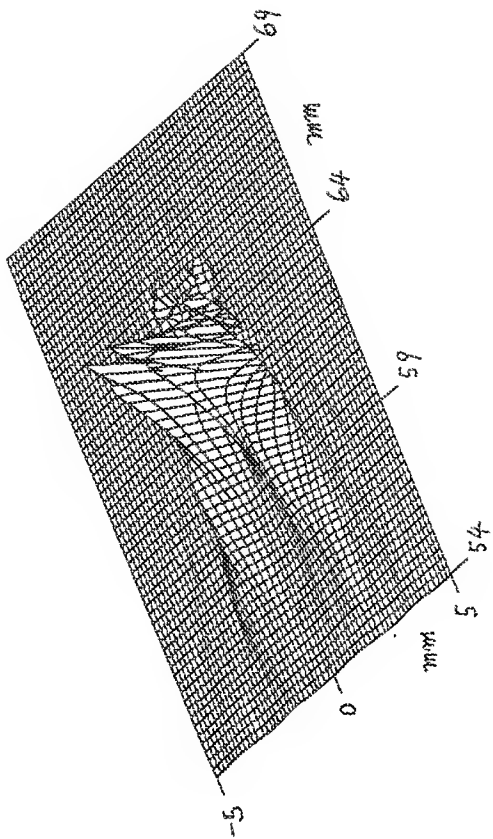
第 8 図



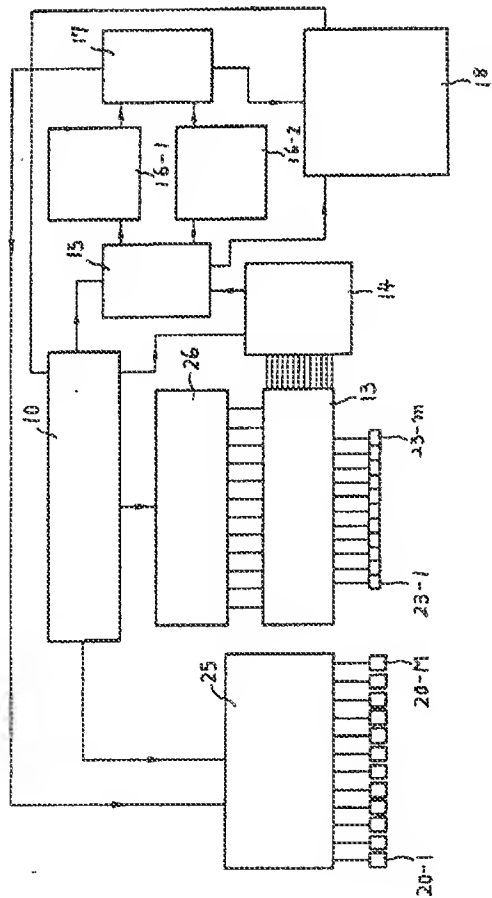
第 11 図



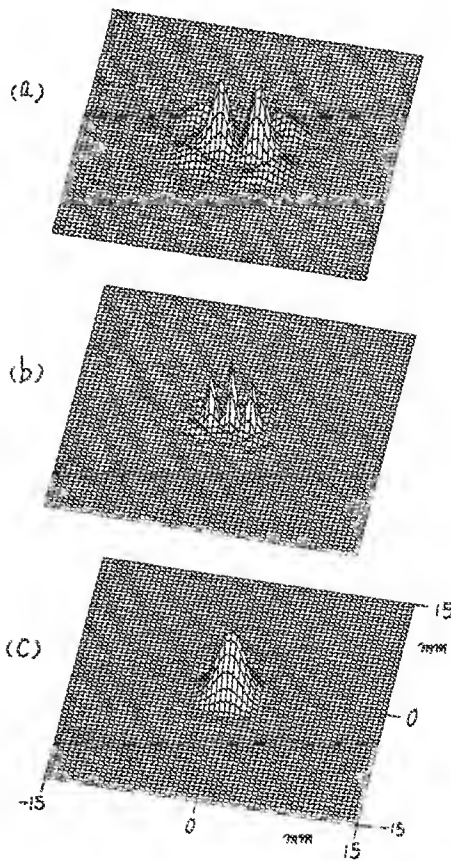
第 10 図



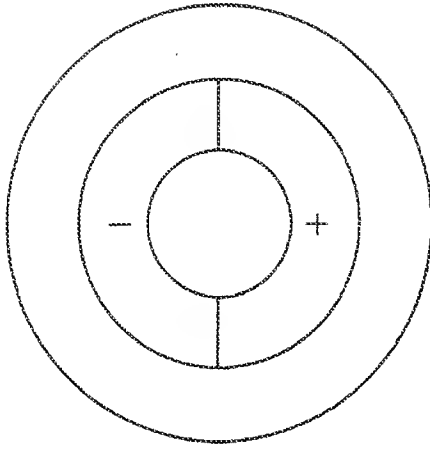
第 12 図



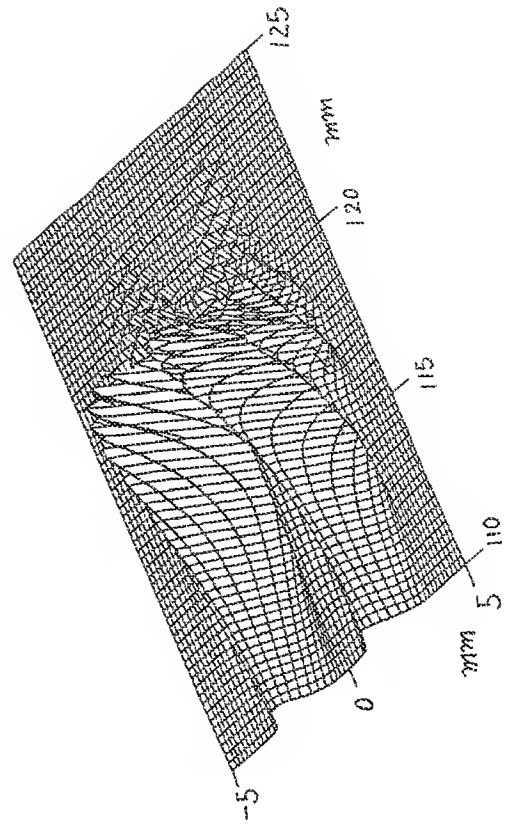
第 13 図



第 14 図



第 15 図



第 16 図

